

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 21.12.10.

30 Priorité : 08.11.10 US 12941162.

43 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 11.05.12 Bulletin 12/19.

56 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : Ce dernier n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.

60 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

71 Demandeur(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY —  
US.

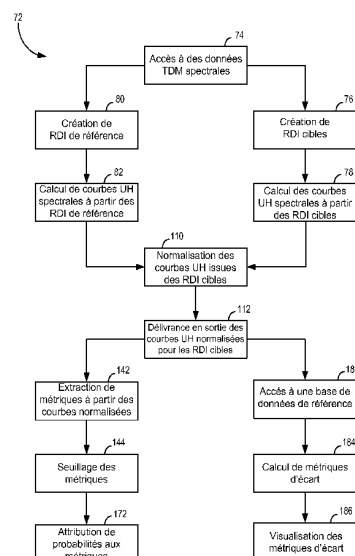
72 Inventeur(s) : AVINASH GOPAL BILIGERI, DUTTA  
SANDEEP, SIROHEY SAAD AHMED et MOHAN  
ANANTH P..

73 Titulaire(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY.

74 Mandataire(s) : BUREAU D.A. CASALONGA &  
JOSSE.

54 SYSTEME ET PROCEDE D'ANALYSE ET DE VISUALISATION DE DONNEES TDM SPECTRALES.

57 Un procédé de fonctionnement d'un système d'analyse et de visualisation de données TDM spectrales comprend l'accès (74) à un ensemble de données d'image acquises à partir d'un patient comprenant des données TDM spectrales, l'identification (76, 80) d'une pluralité de régions d'intérêt cibles (RDIC) et d'une région d'intérêt de référence (RDIR) à partir de l'ensemble de données d'image, l'extraction (78) d'une pluralité de courbes d'unités Hounsfield (UH) spectrales cibles à partir de données d'image représentant la pluralité de RDIC, l'extraction (82) d'une courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la RDIR, la normalisation (110) de la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence, et l'affichage (112) de la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées.



### **Système et procédé d'analyse et de visualisation de données TDM spectrales**

Des modes de réalisation de l'invention portent de façon  
5 générale sur l'imagerie diagnostique, et en particulier sur un système  
et un procédé d'analyse et de visualisation de données  
tomodensitométriques (TDM) spectrales.

Typiquement, dans des systèmes d'imagerie TDM, une source  
de rayons X émet un faisceau en éventail vers un sujet ou objet, tel  
10 qu'un patient ou un bagage. Dans ce qui suit, les termes "sujet" et  
"objet" englobent tout ce dont on peut former l'image. Le faisceau,  
après avoir été atténué par l'objet, frappe une matrice de détecteurs de  
rayonnement. L'intensité du faisceau de rayonnement atténué reçue au  
niveau de la matrice de détecteurs dépend typiquement de l'atténuation  
15 du faisceau de rayons X par le sujet. Chaque élément détecteur de la  
matrice de détecteurs produit un signal électrique séparé indicatif du  
faisceau atténué reçu par cet élément détecteur. Les signaux  
électriques sont transmis à un système de traitement de données en vue  
d'une analyse qui produit finalement une image.

20 Généralement, la source de rayons X et l'ensemble détecteur  
sont faits tourner autour du portique dans un plan d'imagerie et autour  
du sujet. Les sources de rayons X comprennent typiquement des tubes  
à rayons X, qui émettent le faisceau de rayons X au niveau d'un foyer.  
L'ensemble détecteur est typiquement constitué d'une pluralité de  
25 modules détecteurs. Des données représentant l'intensité du faisceau  
de rayons X reçu en chacun des éléments détecteurs sont collectées sur  
une plage d'angles de portique. Les données sont finalement traitées  
pour former une image.

Des systèmes TDM classiques émettent des rayons X ayant un  
30 spectre polychromatique. L'atténuation des rayons X de chaque  
matière dans le sujet dépend de l'énergie des rayons X émis. Si des  
données de projection TDM sont acquises à de multiples niveaux ou  
spectres d'énergie des rayons X, les données contiennent des  
informations supplémentaires concernant le sujet ou objet soumis à

l'imagerie, que ne contient pas une image TDM classique. Par exemple, des données TDM spectrales peuvent être utilisées pour produire une nouvelle image à l'aide de coefficients d'atténuation des rayons X équivalents à une énergie monochromatique choisie. Une telle image monochromatique comprend des données d'image dans lesquelles les valeurs d'intensité des voxels sont attribuées comme si une image TDM était créée par collecte de données de projection obtenues à partir du sujet à l'aide d'un faisceau de rayons X monochromatiques.

Un objectif principal d'un balayage sensible à l'énergie est d'obtenir des images TDM diagnostiques qui augmentent les informations (séparation de contraste, spécificité des matières, etc.) dans l'image par utilisation de deux balayages ou plus à différents niveaux d'énergie chromatique. Un certain nombre de techniques ont été proposées pour réaliser un balayage sensible à l'énergie, comprenant l'acquisition de deux balayages ou plus, soit (1) dos à dos successivement dans le temps, les balayages nécessitant de multiples rotations du portique autour du sujet, soit (2) entrelacés en fonction de l'angle de rotation, nécessitant une seule rotation autour du sujet, dans lesquels le tube fonctionne, par exemple, à des potentiels de 80 kilovolts en crête (kVp) et 140 kVp.

Des générateurs haute fréquence ont rendu possible une commutation du potentiel en kVp de la source de projection d'énergie électromagnétique haute fréquence sur des vues alternées. En résultat, des données pour deux balayages sensibles à l'énergie ou plus peuvent être obtenues d'une façon temporellement entrelacée plutôt que par deux balayages séparés effectués à plusieurs secondes d'intervalle comme cela était typiquement réalisé avec la technologie TDM antérieure. Les données de projection entrelacées peuvent en outre être faites coïncider de telle manière que les mêmes longueurs de trajet de propagation soient définies à chaque niveau d'énergie à l'aide, par exemple, d'une certaine forme d'interpolation.

Des données TDM spectrales facilitent une meilleure discrimination de tissus, ce qui permet de différencier plus facilement

des matières telles que des tissus contenant du calcium et de l'iode, par exemple. Toutefois, le comportement des tissus varie en fonction d'un certain nombre de variables, telles que l'épaisseur du patient, la concentration et le débit d'injection du produit de contraste, le minutage de l'imagerie et la pathologie des tissus. De ce fait, la plage et la complexité des données obtenues par imagerie TDM spectrale font qu'il est difficile pour un clinicien de facilement comprendre les données, les interpréter, les discriminer et prendre des décisions informées. Bien qu'il soit possible d'employer des systèmes et procédés connus pour créer et afficher des images monochromatiques, les systèmes et procédés connus affichent simplement des images créées à l'aide de données TDM spectrales et sont pauvres en termes d'interaction de l'utilisateur et d'analyse.

En outre, la réalisation d'un diagnostic basé sur l'examen d'une image est une tâche très spécialisée et est typiquement effectuée par des experts en imagerie médicale hautement qualifiés. Toutefois, mêmes ces experts ne peuvent donner qu'un avis subjectif quant au degré de sévérité de l'affection. En raison de cette subjectivité inhérente, les diagnostics ont tendance à être en désaccord et non standardisés.

En conséquence, pour utiliser les données d'une manière cliniquement pertinente, il existe un besoin d'une méthodologie permettant de comparer des données TDM spectrales entre patients d'une façon cohérente malgré les variables inévitables et incontrôlables décrites plus haut, inhérentes dans les données TDM.

Il serait donc souhaitable de concevoir un système et un procédé d'analyse et de visualisation de données TDM spectrales qui surmontent les inconvénients susmentionnés.

Selon un aspect, l'invention porte sur un support lisible par ordinateur sur lequel est stocké un programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsqu'elles sont exécutées par un ordinateur, amènent l'ordinateur à accéder à un ensemble de données d'image acquises à partir d'un patient, l'ensemble de données d'image comprenant des données tomодensitométriques (TDM) spectrales. Les

instructions amènent également l'ordinateur à identifier une pluralité de régions d'intérêt cibles (RDIC) à partir de l'ensemble de données d'image, identifier une région d'intérêt de référence (RDIR) à partir de l'ensemble de données d'image, et extraire une pluralité de courbes d'unités Hounsfield (UH) spectrales cibles à partir de données d'image représentant la pluralité de RDIC. En outre, des instructions amènent l'ordinateur à extraire une courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la RDIR, normaliser la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence, et afficher la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées.

Les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à calculer une pluralité de métriques à partir des courbes UH spectrales cibles normalisées afin de représenter la pluralité de RDIC.

Les instructions peuvent amener l'ordinateur à calculer une valeur UH moyenne pour chacune de la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées, et/ou à calculer la pluralité de métriques à partir d'unités Hounsfield à une pluralité de niveaux d'énergie en keV discrets des courbes UH spectrales cibles normalisées, et/ou à appliquer un seuil à la pluralité de métriques, le seuil distinguant un premier type d'anatomie d'un second type d'anatomie, auquel cas les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à définir un intervalle de confiance près du seuil pour aider à faire la distinction entre des RDIC correspondant au premier type d'anatomie et des RDIC correspondant au second type d'anatomie.

Les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à fournir une visualisation de la pluralité de métriques.

Les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à accéder à une base de données de comparaison comprenant des données d'image précalculées acquises à partir d'une population de référence, identifier un ensemble de données TDM spectrales de référence à partir de la base de données de comparaison, l'ensemble de données TDM spectrales de référence représentant des données TDM spectrales attendues pour au moins un type de tissu, comparer la pluralité de

5 courbes UH spectrales cibles normalisées à l'ensemble de données TDM spectrales de référence, et générer une pluralité de métriques d'écart à partir de la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées, la pluralité de métriques d'écart représentant un écart de la pluralité de RDIC par rapport à l'ensemble de données TDM spectrales de référence.

10 Les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à appliquer un seuil à la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées, générer un ensemble supérieur de RDIC qui comprend les RDIC de la pluralité de RDIC ayant des courbes UH spectrales cibles normalisées qui sont supérieures au seuil, générer un ensemble inférieur de RDIC qui comprend les RDIC de la pluralité de RDIC ayant des courbes UH spectrales cibles normalisées qui sont inférieures au seuil, identifier l'ensemble supérieur de RDIC à un  
15 premier type de tissu, et identifier l'ensemble inférieur de RDIC à un second type de tissu.

Les instructions peuvent amener en outre l'ordinateur à identifier une seconde RDIR à partir de l'ensemble de données d'image, extraire une seconde courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la seconde RDIR, générer une  
20 courbe UH spectrale de référence moyenne à l'aide des première et seconde courbes UH spectrales de référence, et normaliser la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence moyenne.

25 Selon un autre aspect de l'invention, un procédé comprend l'accès à un ensemble de données d'image comprenant des données TDM spectrales acquises à partir d'un patient, la création d'une pluralité de RDIC à partir de l'ensemble de données d'image, et l'extraction d'un ensemble de données cibles à partir de l'ensemble de  
30 données d'image, l'ensemble de données cibles comprenant des données d'image correspondant aux RDIC. Le procédé comprend également le calcul d'une pluralité de courbes spectrales cibles à partir de l'ensemble de données cibles, chaque courbe spectrale cible représentant une atténuation des rayons X pour une RDIC respective,

la création d'une RDIR à partir de l'ensemble de données d'image, et l'extraction d'un ensemble de données de référence à partir de l'ensemble de données d'image, l'ensemble de données de référence comprenant des données d'image correspondant à la RDIR. En outre, le  
5 procédé comprend le calcul d'une courbe spectrale de référence à partir de l'ensemble de données de référence, la normalisation de la pluralité de courbes spectrales cibles par rapport à la courbe spectrale de référence, et la délivrance en sortie d'une visualisation de la pluralité de courbes spectrales cibles normalisées.

10 Selon un autre aspect de l'invention, un système d'analyse de données d'image comprend une base de données dans laquelle est stocké un ensemble de données d'image de patient acquises à partir d'un patient qui comprennent des données TDM spectrales. Le système comprend également un processeur qui est programmé pour accéder à  
15 l'ensemble de données d'image, identifier une pluralité de RDIC à partir de l'ensemble de données d'image du patient, et identifier au moins une RDIR à partir de l'ensemble de données d'image du patient. Le processeur est également programmé pour extraire des données TDM spectrales pour la pluralité de RDIC et la RDIR à partir de  
20 l'ensemble de données d'image du patient, générer une pluralité de courbes cibles pour la pluralité de RDIC à partir des données TDM spectrales extraites, et générer au moins une courbe de référence pour l'au moins une RDIR à partir des données TDM spectrales extraites. En outre, le processeur est programmé pour normaliser la pluralité de  
25 courbes cibles par rapport à l'au moins une courbe de référence, et délivrer en sortie la pluralité de courbes cibles normalisées. Le système comprend également une interface utilisateur graphique (IUG) configurée pour présenter à un utilisateur la pluralité de courbes cibles normalisées.

30 Diverses autres caractéristiques et divers autres avantages ressortiront à l'étude de la description détaillée suivante et des dessins.

Les dessins représentent des modes de réalisation présentement envisagés pour mettre en œuvre l'invention.

Dans les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un système d'imagerie TDM ;
- la figure 2 est un schéma synoptique du système représenté sur la figure 1 ;
- la figure 3 est une perspective d'un mode de réalisation d'une matrice de détecteurs du système TDM ;
- la figure 4 est une perspective d'un mode de réalisation d'un détecteur ;
- la figure 5 est un organigramme représentant une technique de visualisation et d'analyse de données TDM spectrales selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 6 est un diagramme de données TDM spectrales brutes illustratives pour un certain nombre de régions d'intérêt selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 7 est un diagramme des données TDM spectrales de la figure 6 normalisées par rapport à une région d'intérêt de référence selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 8 est un diagramme de métriques illustratives extraites des données TDM spectrales normalisées de la figure 7 selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 9 est un diagramme d'un ensemble de métriques illustratives ayant une région de chevauchement selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 10 représente une interface utilisateur illustrative qui comprend une représentation visuelle d'un écart d'un certain nombre de régions d'intérêt selon un mode de réalisation de la présente invention ; et
- la figure 11 est une vue schématique d'un système TDM destiné à être utilisé avec un système d'inspection non intrusive de bagages.

L'environnement de fonctionnement de l'invention est décrit à propos d'un système de tomodensitométrie (TDM) à soixante-quatre coupes. Toutefois, l'homme du métier remarquera que l'invention est

également applicable à une utilisation avec d'autres configurations à coupes multiples. De plus, l'invention sera décrite à propos de la détection et la conversion de rayons X. Toutefois, l'homme du métier remarquera en outre que l'invention est également applicable à la  
5 détection et la conversion d'autres types d'énergie électromagnétique haute fréquence. L'invention sera décrite à propos d'un tomomodensitomètre "de troisième génération", mais est également applicable à d'autres systèmes TDM.

De plus, certains modes de réalisation de la présente invention  
10 portent sur des systèmes, des procédés et des instructions d'ordinateur servant à analyser des données polyénergétiques, telles que des données biénergétiques. Certaines données polyénergétiques peuvent être utilisées dans des systèmes d'imagerie spectrale, tels que des systèmes de comptage de photons, par exemple. Des données  
15 biénergétiques, qui sont un type de données polyénergétiques, peuvent être incorporées dans des images monochromatiques, des images de densité de matière et/ou des images de numéro atomique (Z) effectif. Bien que de nombreux modes de réalisation décrits dans la présente soient décrits en relation avec des données biénergétiques, les modes  
20 de réalisation ne sont pas limités à des données biénergétiques et peuvent être utilisés en relation avec d'autres types de données polyénergétiques, comme le remarquera l'homme du métier. De plus, bien que de nombreux modes de réalisation décrits dans la présente décrivent une région d'intérêt qui peut être sélectionnée dans une  
25 image, il est également possible de sélectionner un volume d'intérêt dans une image, comme le remarquera l'homme du métier.

On se rapportera à la figure 1 qui représente un système d'imagerie TDM 10 comprenant un portique 12 représentatif d'un tomomodensitomètre "de troisième génération". Le portique 12 comprend  
30 une source de rayons X 14 qui projette un faisceau de rayons X vers un ensemble détecteur ou collimateur 16 du côté opposé du portique. A propos maintenant de la figure 2, l'ensemble détecteur 16 est formé d'une pluralité de détecteurs 18 et de systèmes d'acquisition de données (DAS) 20. La pluralité de détecteurs 18 détectent les rayons

X 22 projetés qui passent à travers un patient médical 24, et le système d'acquisition de données 20 convertit les données en signaux numériques pour la suite du traitement. Chaque détecteur 18 produit un signal électrique analogique qui représente l'intensité d'un faisceau de rayons X incident et donc le faisceau atténué ayant traversé le patient 24. Durant un balayage pour acquérir des données de projection radiographique, le portique 12 et les composants montés sur lui tournent autour d'un centre de rotation 26.

La rotation du portique 12 et le fonctionnement de la source de rayons X 14 sont commandés par un mécanisme de commande 28 du système TDM 10. Le mécanisme de commande 28 comprend un dispositif de commande de rayons X 30 qui fournit des signaux de puissance et de synchronisation à la source de rayons X 14 et un dispositif de commande de moteur de portique 32 qui commande la vitesse de rotation et la position du portique 12. Un dispositif de reconstruction d'image 34 reçoit des données radiographiques échantillonnées et numérisées provenant du système d'acquisition de données 20 et réalise une reconstruction rapide. L'image reconstruite est appliquée en entrée à un ordinateur 36 qui stocke l'image dans un dispositif de stockage de masse 38.

L'ordinateur 36 reçoit également des instructions et des paramètres de balayage introduits par un opérateur par l'intermédiaire d'un pupitre 40 qui comprend une certaine forme d'interface opérateur, telle qu'un clavier, une souris, un système de commande vocale ou n'importe quel autre appareil d'entrée approprié. Un écran 42 associé permet à l'opérateur d'observer l'image reconstruite et d'autres données provenant de l'ordinateur 36. Les instructions et paramètres introduits par l'opérateur sont utilisés par l'ordinateur 36 pour fournir des signaux de commande et des informations au système d'acquisition de données 20, au dispositif de commande de rayons X 30 et au dispositif de commande de moteur de portique 32. De plus, l'ordinateur 36 commande un dispositif de commande de moteur de table 44 qui commande une table motorisée 46 afin de positionner le patient 24 et le portique 12. En particulier, la table 46 déplace le

patient 24 de façon complète ou partielle à travers une ouverture 48 du portique, représentée sur la figure 1.

Comme représenté sur la figure 3, l'ensemble détecteur 16 comprend des rails 50 entre lesquels sont placées des lames ou plaques de collimation 52. Les plaques 52 sont positionnées pour collimater les rayons X 22 avant que ces faisceaux ne frappent, par exemple, le détecteur 18 de la figure 4 positionné sur l'ensemble détecteur 16. Dans un mode de réalisation, l'ensemble détecteur 16 comprend 57 détecteurs 18, chaque détecteur 18 ayant une taille de matrice de 64 x 22 éléments ou pixels 54. En résultat, l'ensemble détecteur 16 comprend 64 rangées et 912 colonnes (22 x 57 détecteurs), ce qui permet de collecter 64 coupes de données simultanées à chaque rotation du portique 12.

A propos de la figure 4, le détecteur 18 comprend un système d'acquisition de données 20, chaque détecteur 18 comprenant un certain nombre d'éléments détecteurs 54 placés dans un bloc 56. Les détecteurs 18 comprennent des broches 58 positionnées dans le bloc 56 par rapport aux éléments détecteurs 54. Le bloc est positionné sur une matrice de diodes éclairées par l'arrière 60 comprenant une pluralité de diodes 62. La matrice de diodes éclairées par l'arrière 60 est elle-même positionnée sur un substrat multicouche 64. Des pièces d'espacement 66 sont positionnées sur le substrat multicouche 64. Les éléments détecteurs 54 sont optiquement couplés à la matrice de diodes éclairées par l'arrière 60, et la matrice de diodes éclairées par l'arrière 60 est elle-même électriquement couplée au substrat multicouche 64. Des circuits souples 68 sont fixés à une face 70 du substrat multicouche 64 et au système d'acquisition de données 20. Les détecteurs 18 sont positionnés dans l'ensemble détecteur 16 à l'aide des broches 58.

Dans le fonctionnement d'un mode de réalisation, des rayons X incidents sur des éléments détecteurs 54 génèrent des photons qui traversent le bloc 56, générant de ce fait un signal analogique qui est détecté par une diode de la matrice de diodes éclairées par l'arrière 60. Le signal analogique généré est transporté à travers le substrat

multicouche 64 puis par les circuits souples 68 jusqu'au système d'acquisition de données 20 dans lequel le signal analogique est converti en un signal numérique.

On se rapportera maintenant à la figure 5 qui représente en  
5 détail une technique 72 d'analyse et de visualisation de données TDM spectrales selon un mode de réalisation de l'invention. Bien que certaines modes de réalisation décrits dans la présente soient appliqués à l'analyse de lésions du foie, l'homme du métier comprendra facilement que la technique 72 peut être appliquée à  
10 l'analyse de données TDM spectrales pour toute une variété de tissus selon divers modes de réalisation, par exemple des tissus présents dans le cerveau, les reins, le foie, etc.

La technique 72 commence à une étape 74 par accéder à un ensemble de données TDM spectrales acquises à partir d'un patient.  
15 L'ensemble de données TDM spectrales peut être récupéré à partir d'un emplacement de mémoire ou d'un balayage en direct ou en temps réel, selon divers modes de réalisation. L'ensemble de données TDM spectrales peut également comprendre des données d'image acquises durant un seul balayage du patient ou durant une série de balayages du patient. A une étape 76, une ou plusieurs régions d'intérêt cibles (RDIC) sont sélectionnées à partir de l'ensemble de données TDM spectrales. Chaque RDIC peut être sélectionnée de façon manuelle, semi-automatique ou automatique selon divers modes de réalisation à l'aide de n'importe quelle combinaison d'outils de manipulation  
20 d'image disponibles tels que des outils de sélection de RDI, de repérage, de segmentation, de détection de contour, etc. Par exemple, un clinicien peut sélectionner une RDIC à l'aide d'un dispositif d'entrée sur un pupitre d'opérateur (par exemple, le pupitre d'opérateur 40 de la figure 2) par tracé d'un contour autour de la RDIC dans une image du patient sur un écran (par exemple, l'écran 42 de la figure 2).  
25 A titre d'autre exemple, une RDIC peut être identifiée à l'aide d'un algorithme automatique ou semi-automatique. Dans l'exemple de réalisation appliqué aux lésions du foie, des RDIC peuvent  
30

correspondre à des régions contenant des kystes suspects et des tumeurs métastatiques.

5 A une étape 78, des courbes d'unités Hounsfield (UH) spectrales sont extraites à partir de l'ensemble de données TDM spectrales associé à chaque RDIC. Les courbes UH sont extraites par calcul de données UH à un certain nombre de niveaux d'énergie en keV (ou "niveaux keV") discrets pour chaque RDIC. Divers procédés peuvent être utilisés pour calculer les données UH à chaque niveau keV. Par exemple, les données UH à chaque niveau keV peuvent être  
10 calculées comme étant l'intensité moyenne dans la RDIC respective. L'homme du métier comprendra que de nombreux autres procédés peuvent être utilisés pour calculer les données UH.

A une étape 80, une ou plusieurs régions d'intérêt de référence (RDIR) sont sélectionnées à partir de l'ensemble de données TDM spectrales. La RDIR est utilisée pour normaliser les RDIC soumises à  
15 examen, comme expliqué en détail plus bas. Selon un mode de réalisation, la RDIR est sélectionnée pour représenter un tissu sain. Comme la RDIC, la RDIR peut être identifiée de façon manuelle, semi-automatique ou automatique. A une étape 82, des courbes UH spectrales sont extraites à partir de l'ensemble de données TDM spectrales associé à chaque RDIR d'une manière similaire à celle décrite plus haut à propos des RDIC à l'étape 78.  
20

On se rapportera maintenant à la figure 6 qui représente un diagramme de courbes UH spectrales 84 selon un mode de réalisation. Des courbes de RDIC 86, 88, 90, 92, 94, 96, 98, 100, 102, 104 et 106  
25 illustratives correspondent à onze RDIC respectives sélectionnées à partir de l'ensemble de données TDM spectrales, comme décrit à propos de l'étape 76 de la figure 5. Une courbe de RDI de référence 108 illustrative correspond à une RDIR sélectionnée à partir de l'ensemble de données TDM spectrales, telle que par exemple le parenchyme hépatique, comme décrit à propos de l'étape 80 de la figure 5. Comme représenté, les données UH spectrales illustratives ont été calculées pour chaque RDIC et RDIR en dix valeurs keV discrètes sur une plage allant de 40 keV à 140 keV. Toutefois,  
30

l'homme du métier comprendra qu'il est possible d'utiliser n'importe quel nombre de points de données keV discrets et/ou n'importe quelle plage de valeurs keV selon des modes de réalisation de l'invention.

De nouveau à propos de la figure 5, des courbes normalisées pour les RDIC sont calculées à une étape 110 à l'aide de la ou des RDIR. Cette étape de normalisation ajuste, met à l'échelle ou transforme autrement les courbes des RDIC sur la base de la courbe de la RDIR de façon à faciliter une analyse comparative entre les diverses RDIC. Les courbes des RDIC peuvent être normalisées à l'aide de divers procédés de normalisation connus. Par exemple, les courbes des RDIC peuvent être divisées par la courbe de la RDIR par calcul de la valeur de la RDIC divisée par celle de la RDIR à chaque niveau keV. Dans un mode de réalisation utilisant de multiples RDIR, une valeur moyenne des données UH des courbes de RDIR à chaque niveau keV peut être utilisée pour la division. A une étape 112, la technique 72 délivre en sortie les courbes de RDIC normalisées.

La figure 7 présente un diagramme 114 illustratif de courbes de RDIC normalisées 116, 118, 120, 122, 124, 126, 128, 130, 132, 134 et 136 calculées pour l'exemple illustratif de lésions du foie. Les courbes normalisées 116-136 représentent les courbes de RDIC 86-106 de la figure 6 normalisées par rapport à la courbe de RDIR 108 de la figure 6. Le diagramme 114 représente comment une normalisation des courbes de RDIC peut être utilisée pour faire la distinction entre deux types de tissu, par exemple des kystes 138 et des tumeurs 140 dans le foie. Bien que les courbes de RDIC normalisées 116-136 soit représentées sur un diagramme linéaire, d'autres formats visuels peuvent être utilisés pour présenter les courbes de RDIC à un utilisateur, comprenant des diagrammes, graphiques, couleurs et autres.

De nouveau à propos de la figure 5, à une étape 142 la technique 72 analyse les courbes de RDIC normalisées afin d'obtenir ou d'extraire des métriques correspondant aux courbes de RDIC normalisées. De nombreux procédés peuvent être appliqués pour analyser les données. Par exemple, des métriques peuvent être

extraites des données par agrégation en faisant la somme des données sur l'ensemble des niveaux keV ou en réalisant des calculs d'aire totale. Selon une variante, des métriques peuvent être obtenues à l'aide d'un procédé de calcul de moyenne, tel que par exemple le calcul d'un écart type, d'une tendance centrale, d'une médiane ou d'un minimum/maximum. A titre d'autre exemple encore, des métriques peuvent être calculées pour représenter une vitesse de décroissance ou de variation des courbes de RDIC normalisées en fonction du niveau keV.

A une étape 144, un seuil est appliqué aux métriques obtenues pour faciliter une analyse comparative entre les RDIC. Le seuil est sélectionné pour faire la distinction entre deux types de tissu différents, tels que par exemple des kystes et des tumeurs métastatiques, comme décrit plus en détail à propos de la figure 8. Bien que l'étape 144 de la technique 72 soit décrite à propos d'un seul seuil, il est envisagé de pouvoir appliquer de multiples seuils pour faire la distinction entre un nombre quelconque de types de tissu distincts. De ce fait, des tissus correspondant à de nombreux types de tissu peuvent être simultanément analysés sur un seul écran.

La figure 8 est un diagramme 146 représentant des métriques 148, 150, 152, 154, 156, 158, 160, 162, 164, 166 et 168 obtenues pour les courbes de RDIC normalisées 116-136 respectives (figure 7) dans l'exemple de lésions du foie. Les métriques 148-168 sont calculées à partir des données UH correspondant aux RDIC 86-106 (figure 6). Les métriques 148-168 peuvent être calculées à partir de données UH à l'ensemble ou un sous-ensemble des niveaux keV discrets à l'aide d'un nombre quelconque de techniques, telles que par exemple une agrégation, un calcul de moyenne ou un calcul de vitesse de décroissance. Dans un mode de réalisation, les métriques 148-168 sont calculées par calcul de la moyenne des données UH à des niveaux keV discrets. A titre d'exemple, des données de deux niveaux keV à chaque extrémité (à savoir, 40 et 50 keV et 130 et 140 keV) sont ignorées. Les métriques sont donc calculées sur les niveaux 60-120 keV. Toutefois, les métriques peuvent être calculées à partir de n'importe quelle partie

des données UH. Un seuil 170 inclus dans le diagramme 146 facilite nettement l'analyse comparative entre les métriques 148-168 et est sélectionné pour faire la distinction entre deux types de tissu. Comme représenté, le seuil 170 permet de faire rapidement la distinction entre  
 5 des RDIC représentant des kystes (métriques 150, 154-162 et 168) et des RDIC représentant des tumeurs métastatiques (métriques 148, 152, 164 et 166).

La figure 8 représente un exemple de cas idéal, dans lequel le seuil 170 permet d'établir une délimitation claire entre des métriques  
 10 représentant deux types de tissu distincts. Dans certains cas, une région de chevauchement peut toutefois apparaître entre des métriques représentant des types de tissu différents. Néanmoins, chaque type de tissu présente encore une différence observable entre les valeurs des métriques. Ainsi, de nouveau à propos de la technique 72 de la figure  
 15 5, à une étape 172 des probabilités peuvent être attribuées aux métriques obtenues pour faciliter la catégorisation de métriques qui tombent dans la zone de chevauchement. Comme décrit en détail plus bas à propos de la figure 9, les probabilités sont incorporées dans la présentation des métriques à l'utilisateur, fournissant une aide du type  
 20 "aide à la décision". De nouveau, il est possible d'analyser simultanément de cette façon, sur un seul écran, un nombre quelconque de types de tissu distincts ayant de multiples seuils correspondants et/ou de multiples régions de chevauchement.

A propos maintenant de la figure 9, un certain nombre de  
 25 métriques obtenues 174, calculées à partir de courbes de RDIC normalisées, sont affichées sur un diagramme 176 d'une manière similaire à celle décrite à propos de la figure 8. Toutefois, contrairement aux métriques 148-168 de la figure 8, les métriques 174 du diagramme 176 ont une région de chevauchement 178 distincte, ou intervalle de confiance, entourant un seuil 180. Les métriques 174 qui  
 30 tombent dans la région de chevauchement 178 peuvent se voir attribuer une probabilité de correspondre à un type de tissu particulier à l'aide d'une analyse statistique, telle que par exemple un écart statistique. Par exemple, selon un mode de réalisation, les métriques

174 qui sont incluses dans la région de chevauchement 178 et sont inférieures au seuil 180 peuvent se voir attribuer une probabilité de 80% d'être un kyste, tandis que des métriques 174 qui sont incluses dans la région de chevauchement 178 et sont supérieures au seuil 180  
 5 peuvent se voir attribuer une probabilité de 80% d'être une tumeur métastatique.

Les modes de réalisation décrits plus haut effectuent une catégorisation de tissu de régions d'intérêt cibles (RDIC) d'un patient par normalisation des données des RDIC par rapport à une région de  
 10 référence définie dans le même patient. Des données de référence peuvent également être utilisées pour analyser les données TDM spectrales quantifiées pour chaque RDIC. De nouveau à propos de la figure 5, un accès à une base de données de référence est effectué à une étape 182. Dans un mode de réalisation, la base de données de  
 15 référence contient des données d'image précalculées acquises à partir d'une population de référence, qui représentent un comportement tissulaire "attendu" prédéfini. Par exemple, la base de données de référence peut comprendre des données de référence pour des RDI contenant des kystes, peut contenir des données pour un tissu "normal"  
 20 ou "sain", ou contenir des données de référence correspondant à un vaisseau du patient dans lequel on sait qu'un produit de contraste circule. Des données d'image de référence peuvent être collectées à partir d'une population d'individus et groupées ou normalisées selon une ou plusieurs caractéristiques désirées, telles que l'âge, le genre ou  
 25 la race.

Une comparaison entre les données de RDIC du patient et les données de référence précalculées est effectuée à une étape 184 par calcul de métriques d'écart. En premier lieu, les métriques de RDIC normalisées calculées à l'étape 142 sont normalisées par rapport à un  
 30 ensemble de métriques de référence associées calculées à partir des données de référence précalculées. La normalisation tient compte de variables inévitables et incontrôlables qui existent dans un ensemble de données TDM spectrales donné, et/ou élimine ces variables. Par exemple, une variabilité peut exister dans l'ensemble de données TDM

spectrales donné par rapport à la base de données de référence en raison d'une différence de quantité de produit de contraste utilisée durant le balayage, la vitesse de prise de contraste peut varier entre le patient et la population de référence, et la taille du patient peut  
 5 différer entre les ensembles de données. La normalisation tient compte de cette variabilité.

Une fois que les métriques du patient et les métriques de référence ont été normalisées, des métriques d'écart sont calculées pour représenter l'écart entre les métriques de RDIC normalisées et les  
 10 métriques de référence. De nombreuses techniques peuvent être appliquées pour calculer l'écart des métriques de RDIC par rapport aux données de référence précalculées. Dans un mode de réalisation, l'écart est défini par un score z correspondant globalement au nombre d'écart types dans la différence entre la métrique de RDIC du patient  
 15 et la valeur moyenne de la population de référence pour un type de tissu donné.

A une étape 186, les métriques sont présentées à un utilisateur. Il existe de nombreux procédés pour présenter à l'utilisateur les métriques d'écart effectif d'une manière éloquente. Par exemple, des  
 20 techniques de représentation graphique et de tracé simples ou perfectionnées peuvent être appliquées d'une manière similaire à ce qui est représenté sur les figures 6-9. Selon une variante, une codification par couleurs et d'autres techniques de visualisation peuvent également être utilisées, comme représenté sur la figure 10.

La figure 10 représente une interface utilisateur graphique (IUG) 188 illustrative qui peut être utilisée pour afficher des représentations visuelles de RDI telles que les RDI sélectionnées aux  
 25 étapes 76, 80 (figure 5), des représentations visuelles de courbes spectrales telles que les courbes UH calculées aux étapes 78, 82 ou les courbes normalisées des étapes 110, 112 (figure 5), et des  
 30 représentations visuelles de métriques d'écart telles que les métriques extraites à l'étape 142 ou les métriques calculées à l'étape 184 (figure 5).

L'IUG 188 comprend une région 190 d'affichage de données numériques et textuelles, selon divers modes de réalisation, comprenant des données d'image de patient, des données d'image de référence, des données spécifiques de patient, des données spécifiques de référence et des données d'examen, à titre d'exemples. Facultativement, la région 190 peut être configurée sous la forme d'un panneau de commande pour permettre à un utilisateur d'entrer et/ou de sélectionner des données par l'intermédiaire de zones d'entrée, de menus déroulants, etc. L'IUG 188 comprend également un certain nombre de boutons 192 sélectionnables par l'utilisateur pour faciliter une interaction de l'utilisateur avec l'IUG 188. Comme représenté, les boutons 192 peuvent offrir des fonctions d'ajout d'une RDI cible ou d'une RDI de référence ou de lancement d'une analyse, à titre d'exemples.

L'IUG 188 comprend une première région d'image 194 qui affiche des données d'image de patient, permettant à un utilisateur de sélectionner n'importe quel nombre de RDI cibles 196, 198 et n'importe quel nombre de RDI de référence 200 dans la région d'image 194. Dans un mode de réalisation, la RDI de référence 200 est sélectionnée pour correspondre à un tissu normal. Selon une variante, les RDI 196-200 peuvent être sélectionnées par un algorithme automatique et présentées à un utilisateur dans la région 194.

L'IUG 188 comprend une région 202 de visualisation de diagrammes de courbes spectrales, tels que le diagramme 84 (figure 6) ou le diagramme 114 (figure 7), et/ou des diagrammes de métriques, tels que le diagramme 146 (figure 8) ou le diagramme 176 (figure 9). Bien que la région 202 soit représentée comme affichant un seul diagramme, la région 202 peut également être configurée pour afficher simultanément de multiples diagrammes. L'IUG 188 comprend également une région 204 d'affichage de données TDM spectrales quantifiées pour les RDI cibles sélectionnées. Une échelle de couleur 206 commune est utilisée pour normaliser les données TDM spectrales quantifiées pour les RDI cibles de façon à pouvoir comparer l'écart entre des RDI cibles. Ainsi, une RDIC ayant des données TDM

spectrales qui s'écartent fortement de la RDIR est codée pour être corrélée à une première extrémité 208 de l'échelle de couleur 206, tandis qu'une RDIC ayant des données TDM spectrales qui sont étroitement corrélées à la RDIR est affichée pour correspondre à une  
5 seconde extrémité 210 de l'échelle de couleur 206, opposée à la première extrémité 208.

L'IUG 188 comprend une seconde région d'image 212 qui affiche les RDI cibles 196, 198 codées par couleur pour correspondre à l'échelle de couleur 206, permettant ainsi à un utilisateur de visualiser rapidement et facilement l'écart des RDIC 196, 198. On  
10 notera que l'agencement de l'IUG 188 est décrit simplement dans un but d'explication, et que d'autres agencements, noms de zones et sorties visuelles de l'IUG peuvent prendre des formes différentes. Des techniques d'affichage supplémentaires peuvent également comprendre  
15 des indicateurs de température, des graphiques, des cadrans, des variations de police de caractères, des annotations et analogues.

On se rapportera maintenant à la figure 11, qui représente un système d'inspection de paquets/bagages 214 qui comprend un portique rotatif 216 comportant une ouverture 218 à travers laquelle  
20 des paquets ou bagages peuvent passer. Le portique rotatif 216 loge une source d'énergie électromagnétique haute fréquence 220 ainsi qu'un ensemble détecteur 222 comprenant des matrices de scintillateur constituées de cellules de scintillateur similaires à celles représentées sur les figures 3 et 4. Un système de transport 224 est également  
25 utilisé et comprend une courroie de transport 226 supportée par une structure 228 pour faire passer à travers l'ouverture 218, de façon automatique et continue, des paquets ou bagages 230 à inspecter. Les objets 230 sont faits passer à travers l'ouverture 218 par la courroie de transport 226, des données d'imagerie sont alors acquises, et la  
30 courroie de transport 226 enlève les paquets 230 de l'ouverture 218 d'une manière commandée et continue. En résultat, des inspecteurs de postes, des bagagistes et autres personnels de sécurité peuvent inspecter de façon non intrusive le contenu de paquets 230 pour

détecter des explosifs, des couteaux, des armes à feu, des marchandises de contrebande, etc.

5 Une contribution technique du procédé et de l'appareil décrits est qu'ils constituent un système et un procédé mis en œuvre par ordinateur pour analyser et visualiser des données TDM spectrales.

10 L'homme du métier remarquera que des modes de réalisation de l'invention peuvent être raccordés à et commandés par un support de stockage lisible par ordinateur sur lequel est stocké un programme d'ordinateur. Le support de stockage lisible par ordinateur comprend  
15 une pluralité de composants tels qu'un ou plusieurs composants parmi des composants électroniques, des composants matériels et/ou des composants logiciels informatiques. Ces composants peuvent comprendre un ou plusieurs supports de stockage lisibles par ordinateur qui stockent de façon générale des instructions sous forme  
20 de logiciel, de micrologiciel et/ou en langage d'assemblage pour exécuter une ou plusieurs parties d'une ou plusieurs mises en œuvre ou formes de réalisation d'une séquence. Ces supports de stockage lisibles par ordinateur sont généralement non transitoires et/ou tangibles. Des exemples d'un tel support de stockage lisible par  
25 ordinateur comprennent un support de stockage de données enregistrable d'un ordinateur et/ou d'un dispositif de stockage. Les supports de stockage lisibles par ordinateur peuvent employer, par exemple, un ou plusieurs supports de stockage de données magnétiques, électriques, optiques, biologiques et/ou atomiques. En  
30 outre, ces supports peuvent prendre la forme, par exemple, de disquettes, de bandes magnétiques, de CD-ROM, de DVD-ROM, de disques durs et/ou de mémoire électronique. D'autres formes de supports de stockage lisibles par ordinateur non transitoires et/ou tangibles, non listées, peuvent être employées avec des modes de réalisation de l'invention.

Un certain nombre de ces composants peuvent être combinés ou divisés dans une mise en œuvre d'un système. En outre, ces composants peuvent comprendre un ensemble et/ou une série d'instructions d'ordinateur écrites en, ou mises en œuvre à l'aide de,

n'importe lequel d'un certain nombre de langages de programmation, comme le remarquera l'homme du métier. De plus, d'autres formes de supports lisibles par ordinateur, tels qu'une onde porteuse, peuvent être employées pour incorporer un signal de données informatiques  
5 représentant une séquence d'instructions qui, lorsqu'elles sont exécutées par un ou plusieurs ordinateurs, amènent le ou les ordinateurs à exécuter une ou plusieurs parties d'une ou plusieurs mises en œuvre ou formes de réalisation d'une séquence.

En conséquence, selon un mode de réalisation, un support  
10 lisible par ordinateur contient, stocké sur lui, un programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsqu'elles sont exécutées par un ordinateur, amènent l'ordinateur à accéder à un ensemble de données d'image acquises à partir d'un patient, l'ensemble de données d'image comprenant des données TDM spectrales. Les  
15 instructions amènent également l'ordinateur à identifier une pluralité de RDIC à partir de l'ensemble de données d'image, identifier une RDIR à partir de l'ensemble de données d'image, et extraire une pluralité de courbes UH spectrales cibles à partir de données d'image représentant la pluralité de RDIC. En outre, des instructions amènent  
20 l'ordinateur à extraire une courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la RDIR, normaliser la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence, et afficher la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées.

25 Selon un autre mode de réalisation, un procédé comprend l'accès à un ensemble de données d'image comprenant des données TDM spectrales acquises à partir d'un patient, la création d'une pluralité de RDIC à partir de l'ensemble de données d'image, et l'extraction d'un ensemble de données cibles à partir de l'ensemble de  
30 données d'image, l'ensemble de données cibles comprenant des données d'image correspondant aux RDIC. Le procédé comprend également le calcul d'une pluralité de courbes spectrales cibles à partir de l'ensemble de données cibles, chaque courbe spectrale représentant une atténuation des rayons X pour une RDIC respective, la création

d'une RDIR à partir de l'ensemble de données d'image, et l'extraction d'un ensemble de données de référence à partir de l'ensemble de données d'image, l'ensemble de données de référence comprenant des données d'image correspondant à la RDIR. En outre, le procédé

5 comprend le calcul d'une courbe spectrale de référence à partir de l'ensemble de données de référence, la normalisation de la pluralité de courbes spectrales cibles par rapport à la courbe spectrale de référence, et la délivrance en sortie d'une visualisation de la pluralité de courbes spectrales cibles normalisées.

10 Selon encore un autre mode de réalisation, un système d'analyse de données d'image comprend une base de données dans laquelle est stocké un ensemble de données d'image de patient acquises à partir d'un patient, qui comprennent des données TDM spectrales. Le système comprend également un processeur qui est

15 programmé pour accéder à l'ensemble de données d'image, identifier une pluralité de RDIC à partir de l'ensemble de données d'image de patient, et identifier au moins une RDIR à partir de l'ensemble de données d'image de patient. Le processeur est également programmé pour extraire des données TDM spectrales pour la pluralité de RDIC et

20 la RDIR à partir de l'ensemble de données d'image de patient, générer une pluralité de courbes cibles pour la pluralité de RDIC à partir des données TDM spectrales extraites, et générer au moins une courbe de référence pour l'au moins une RDIR à partir des données TDM spectrales extraites. En outre, le processeur est programmé pour

25 normaliser la pluralité de courbes cibles par rapport à l'au moins une courbe de référence, et délivrer en sortie la pluralité de courbes cibles normalisées. Le système comprend également une IUG configurée pour présenter la pluralité de courbes cibles normalisées à un utilisateur.

30 Cette description écrite utilise des exemples pour décrire l'invention, et également pour permettre à toute personne ayant des compétences dans l'art de mettre en pratique l'invention, y compris fabriquer et utiliser n'importe quel dispositif ou système et mettre en œuvre n'importe quel procédé incorporé. Il doit être compris que ces

exemples ne sont en aucune manière limitatifs de la portée de l'invention qui résulte des revendications.

## Liste des composants

|    |    |                                              |
|----|----|----------------------------------------------|
|    | 10 | Système d'imagerie TDM                       |
|    | 12 | Portique                                     |
| 5  | 14 | Source de rayons X                           |
|    | 16 | Ensemble détecteur                           |
|    | 18 | Détecteur                                    |
|    | 20 | Système d'acquisition de données             |
|    | 22 | Rayons X                                     |
| 10 | 24 | Patient                                      |
|    | 26 | Centre de rotation                           |
|    | 28 | Mécanisme de commande                        |
|    | 30 | Dispositif de commande de rayons X           |
|    | 32 | Dispositif de commande de moteur de portique |
| 15 | 34 | Dispositif de reconstruction d'image         |
|    | 36 | Ordinateur                                   |
|    | 38 | Dispositif de stockage de masse              |
|    | 40 | Pupitre d'opérateur                          |
|    | 42 | Ecran                                        |
| 20 | 44 | Dispositif de commande de moteur de table    |
|    | 46 | Table                                        |
|    | 48 | Ouverture                                    |
|    | 50 | Rail                                         |
|    | 52 | Plaque de collimation                        |
| 25 | 54 | Elément détecteur                            |
|    | 56 | Bloc                                         |
|    | 58 | Broche                                       |
|    | 60 | Matrice de diodes éclairées par l'arrière    |
|    | 62 | Diode                                        |
| 30 | 64 | Substrat multicouche                         |
|    | 66 | Pièce d'espacement                           |
|    | 68 | Circuit souple                               |
|    | 70 | Face                                         |
|    | 72 | Technique                                    |

|    |         |                                                                     |
|----|---------|---------------------------------------------------------------------|
|    | 74      | Accès à des données TDM spectrales                                  |
|    | 76      | Création de RDI cibles                                              |
|    | 78      | Calcul de courbes UH spectrales à partir des RDI cibles             |
|    | 80      | Création de RDI de référence                                        |
| 5  | 82      | Calcul de courbes UH spectrales à partir des RDI de référence       |
|    | 84      | Diagramme de courbes UH spectrales                                  |
|    | 86-106  | Courbes de RDIC                                                     |
|    | 108     | Courbe de RDIR                                                      |
|    | 110     | Normalisation des courbes UH issues des RDI cibles                  |
| 10 | 112     | Délivrance en sortie des courbes UH normalisées pour les RDI cibles |
|    | 114     | Diagramme de courbes de RDIC normalisées                            |
|    | 116-136 | Courbes de RDIC normalisées                                         |
|    | 138     | Kyste                                                               |
| 15 | 140     | Tumeur                                                              |
|    | 142     | Extraction de métriques à partir des courbes normalisées            |
|    | 144     | Seuillage des métriques                                             |
|    | 146     | Diagramme de métriques                                              |
|    | 148-168 | Métriques                                                           |
| 20 | 170     | Seuil                                                               |
|    | 172     | Attribution de probabilités aux métriques                           |
|    | 174     | Métriques                                                           |
|    | 176     | Diagramme de métriques                                              |
|    | 178     | Région de chevauchement                                             |
| 25 | 180     | Seuil                                                               |
|    | 182     | Accès à une base de données de référence                            |
|    | 184     | Calcul de métriques d'écart                                         |
|    | 186     | Visualisation des métriques d'écart                                 |
|    | 188     | Interface utilisateur graphique (IUG)                               |
| 30 | 190     | Région d'affichage de données numériques et textuelles              |
|    | 192     | Boutons                                                             |
|    | 194     | Première région d'image                                             |
|    | 196-198 | RDI cibles                                                          |
|    | 200     | RDI de référence                                                    |

|    |     |                                                          |
|----|-----|----------------------------------------------------------|
|    | 202 | Région de visualisation de diagrammes                    |
|    | 204 | Région d'affichage de données TDM spectrales quantifiées |
|    | 206 | Echelle de couleur                                       |
|    | 208 | Première extrémité                                       |
| 5  | 210 | Seconde extrémité                                        |
|    | 212 | Seconde région d'image                                   |
|    | 214 | Système d'inspection de paquets/bagages                  |
|    | 216 | Portique rotatif                                         |
|    | 218 | Ouverture                                                |
| 10 | 220 | Source d'énergie électromagnétique haute fréquence       |
|    | 222 | Ensemble détecteur                                       |
|    | 224 | Système de transport                                     |
|    | 226 | Courroie de transport                                    |
|    | 228 | Structure                                                |
| 15 | 230 | Paquets                                                  |

## REVENDICATIONS

1. Support lisible par ordinateur sur lequel est stocké un programme d'ordinateur comprenant des instructions qui, lorsqu'elles sont exécutées par un ordinateur, amènent l'ordinateur à :

5 accéder (74) à un ensemble de données d'image acquises à partir d'un patient, l'ensemble de données d'image comprenant des données tomodensitométriques (TDM) spectrales ;

identifier (76) une pluralité de régions d'intérêt cibles (RDIC) à partir de l'ensemble de données d'image ;

10 identifier (80) une région d'intérêt de référence (RDIR) à partir de l'ensemble de données d'image ;

extraire (78) une pluralité de courbes d'unités Hounsfield (UH) spectrales cibles à partir de données d'image représentant la pluralité de RDIC ;

15 extraire (82) une courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la RDIR ;

normaliser (110) la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence ; et

20 afficher (112) la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées.

2. Support lisible par ordinateur selon la revendication 1, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à calculer (142) une pluralité de métriques à partir des courbes UH spectrales cibles normalisées afin de représenter la pluralité de RDIC.

25 3. Support lisible par ordinateur selon la revendication 2, dans lequel les instructions amènent l'ordinateur à calculer une valeur UH moyenne pour chacune de la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées.

30 4. Support lisible par ordinateur selon la revendication 2, dans lequel les instructions amènent l'ordinateur à calculer (142) la pluralité de métriques à partir d'unités Hounsfield à une pluralité de niveaux keV discrets des courbes UH spectrales cibles normalisées.

5. Support lisible par ordinateur selon la revendication 2, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à appliquer (144) un seuil (180) à la pluralité de métriques, le seuil (180) distinguant un premier type d'anatomie d'un second type d'anatomie.

5           6. Support lisible par ordinateur selon la revendication 5, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à définir un intervalle de confiance (178) près du seuil (180) pour aider à faire la distinction entre des RDIC correspondant au premier type d'anatomie et des RDIC correspondant au second type d'anatomie.

10           7. Support lisible par ordinateur selon la revendication 2, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à délivrer en sortie une visualisation (146, 176) de la pluralité de métriques.

8. Support lisible par ordinateur selon la revendication 1, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à :

15           accéder (182) à une base de données de comparaison comprenant des données d'image précalculées acquises à partir d'une population de référence ;

            identifier un ensemble de données TDM spectrales de référence à partir de la base de données de comparaison, l'ensemble de données  
20           TDM spectrales de référence représentant des données TDM spectrales attendues pour au moins un type de tissu ;

            comparer la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées à l'ensemble de données TDM spectrales de référence ; et

            générer (186) une pluralité de métriques d'écart à partir de la  
25           pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées, la pluralité de métriques d'écart représentant un écart de la pluralité de RDIC par rapport à l'ensemble de données TDM spectrales de référence.

9. Support lisible par ordinateur selon la revendication 1, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à :

30           appliquer (144) un seuil à la pluralité de courbes UH spectrales cibles normalisées ;

            générer un ensemble supérieur de RDIC qui comprend les RDIC de la pluralité de RDIC ayant des courbes UH spectrales cibles normalisées qui sont supérieures au seuil ;

générer un ensemble inférieur de RDIC qui comprend les RDIC de la pluralité de RDIC ayant des courbes UH spectrales cibles normalisées qui sont inférieures au seuil ;

5 identifier l'ensemble supérieur de RDIC à un premier type de tissu ; et

identifier l'ensemble inférieur de RDIC à un second type de tissu.

10. Support lisible par ordinateur selon la revendication 1, dans lequel les instructions amènent en outre l'ordinateur à :

10 identifier (80) une seconde RDIR à partir de l'ensemble de données d'image ;

extraire une seconde courbe UH spectrale de référence à partir de données d'image représentant la seconde RDIR ;

générer (82) une courbe UH spectrale de référence moyenne à l'aide des première et seconde courbes UH spectrales de référence ; et

15 normaliser (110) la pluralité de courbes UH spectrales cibles par rapport à la courbe UH spectrale de référence moyenne.

1/9

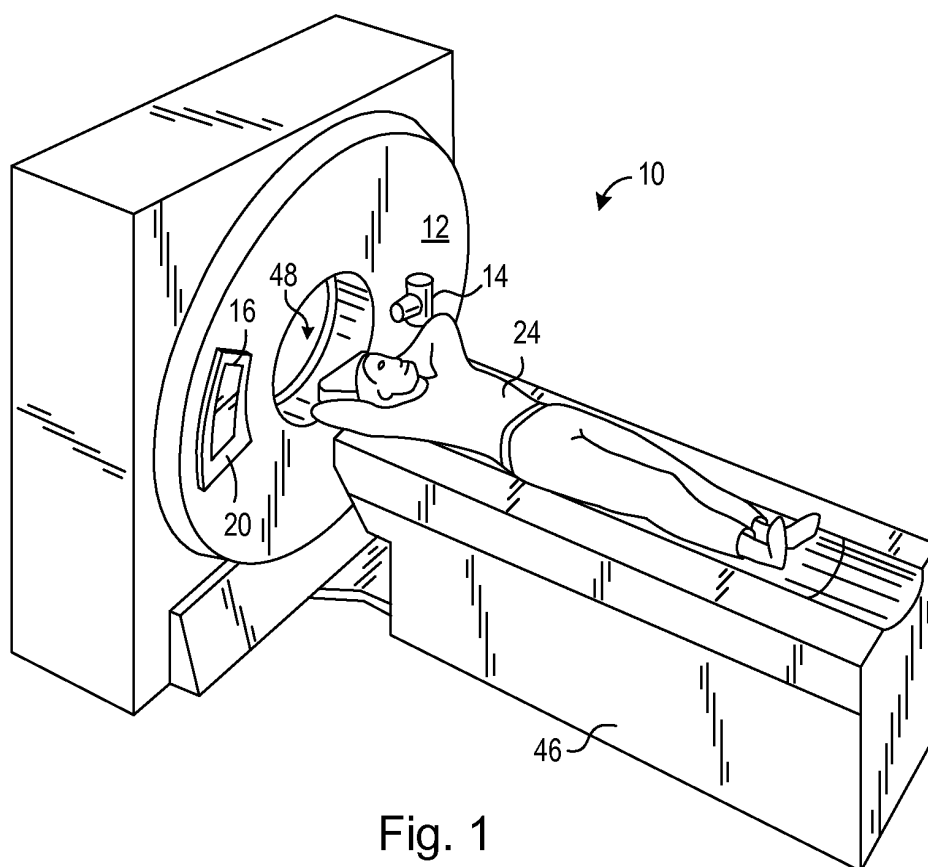


Fig. 1

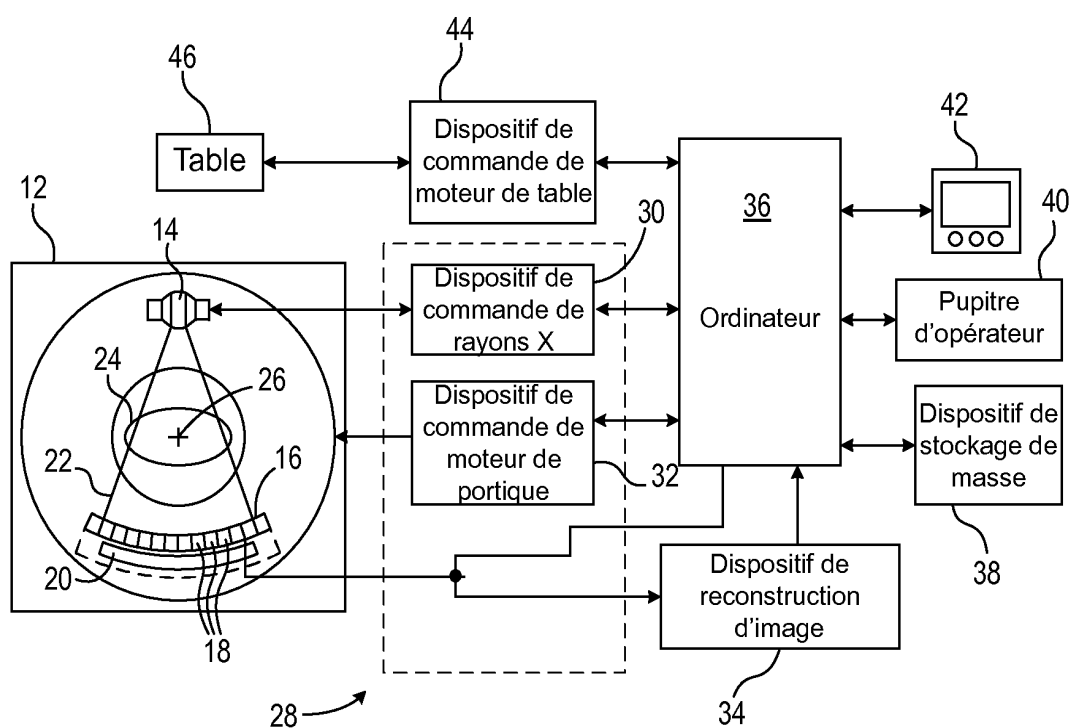


Fig. 2

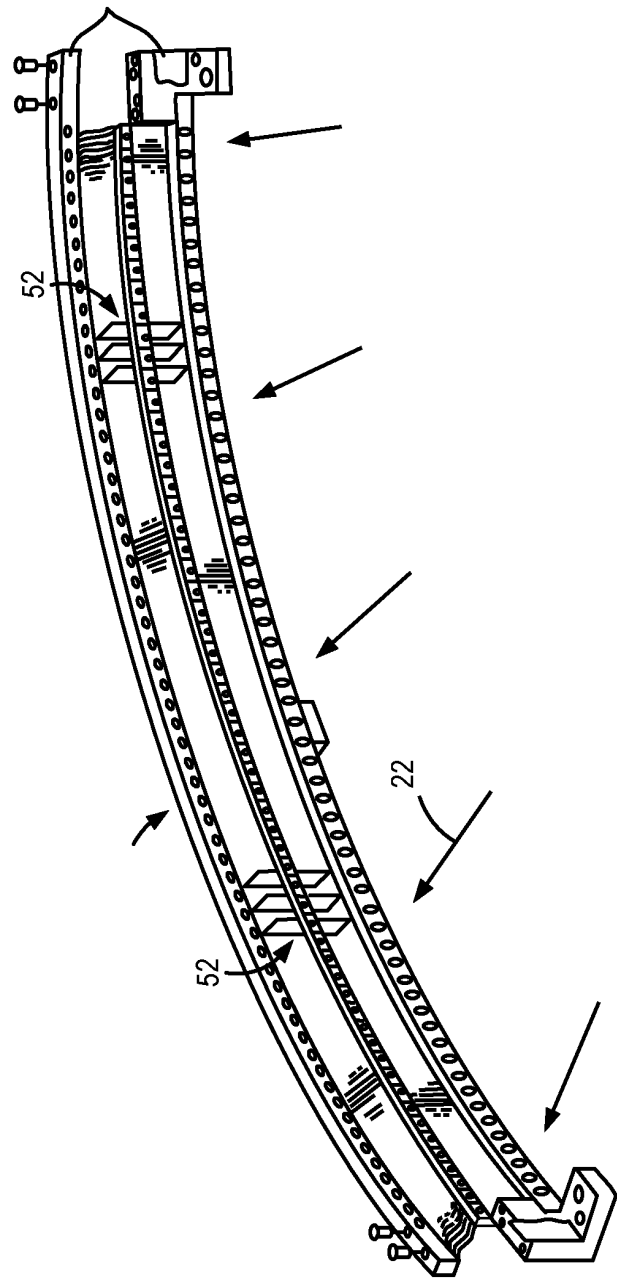


Fig. 3

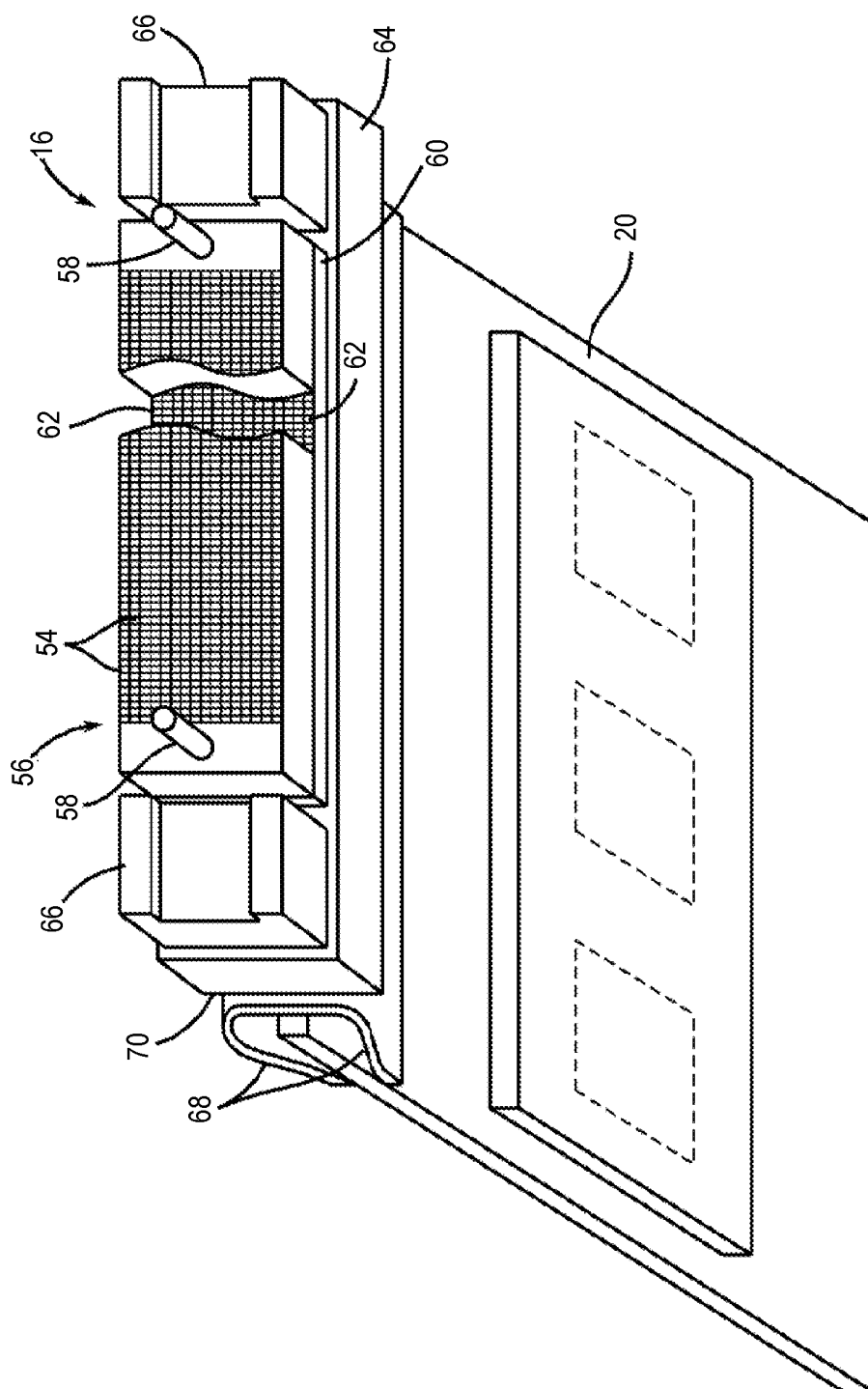


Fig. 4

4/9

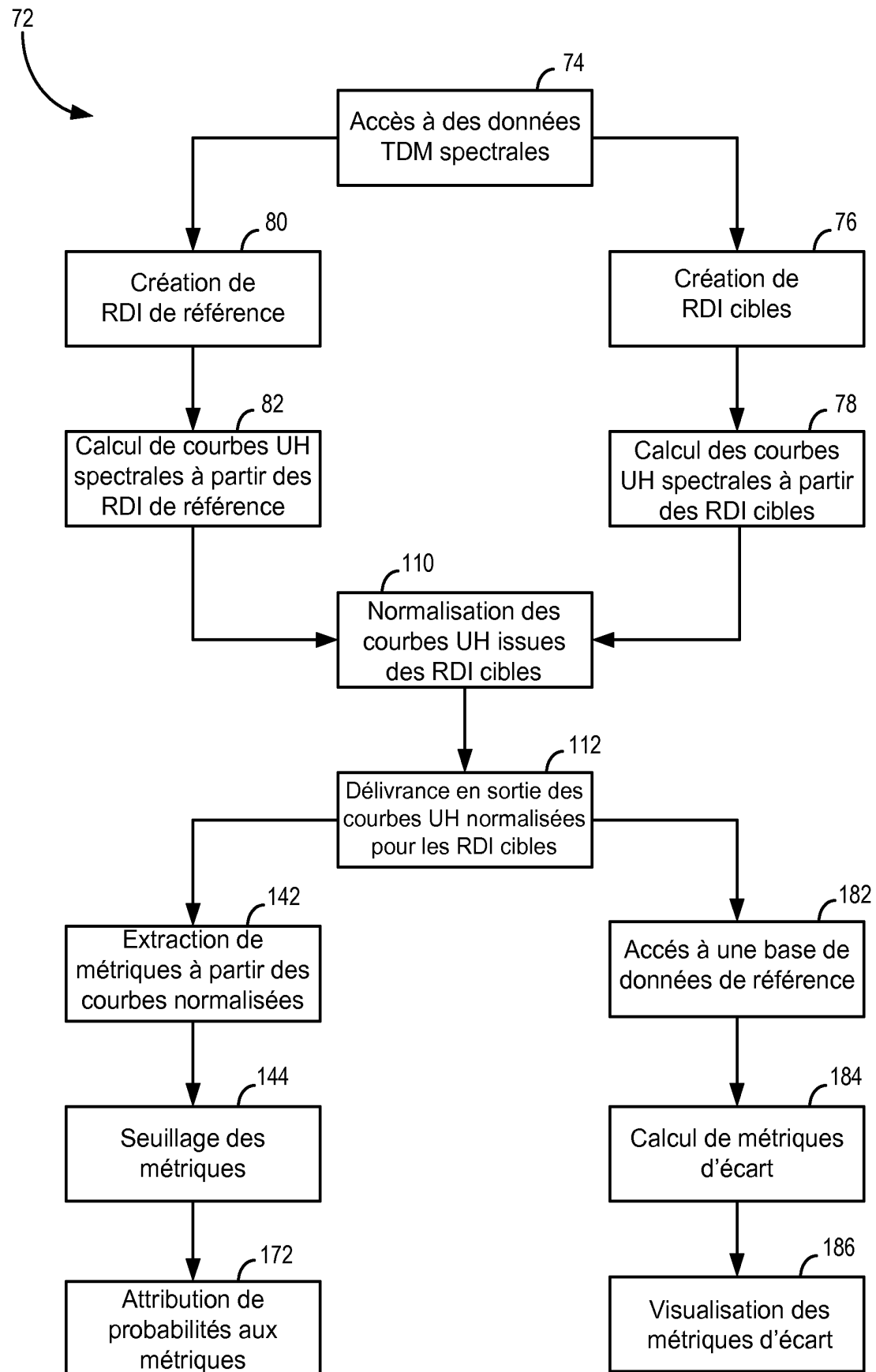


Fig. 5

5/9

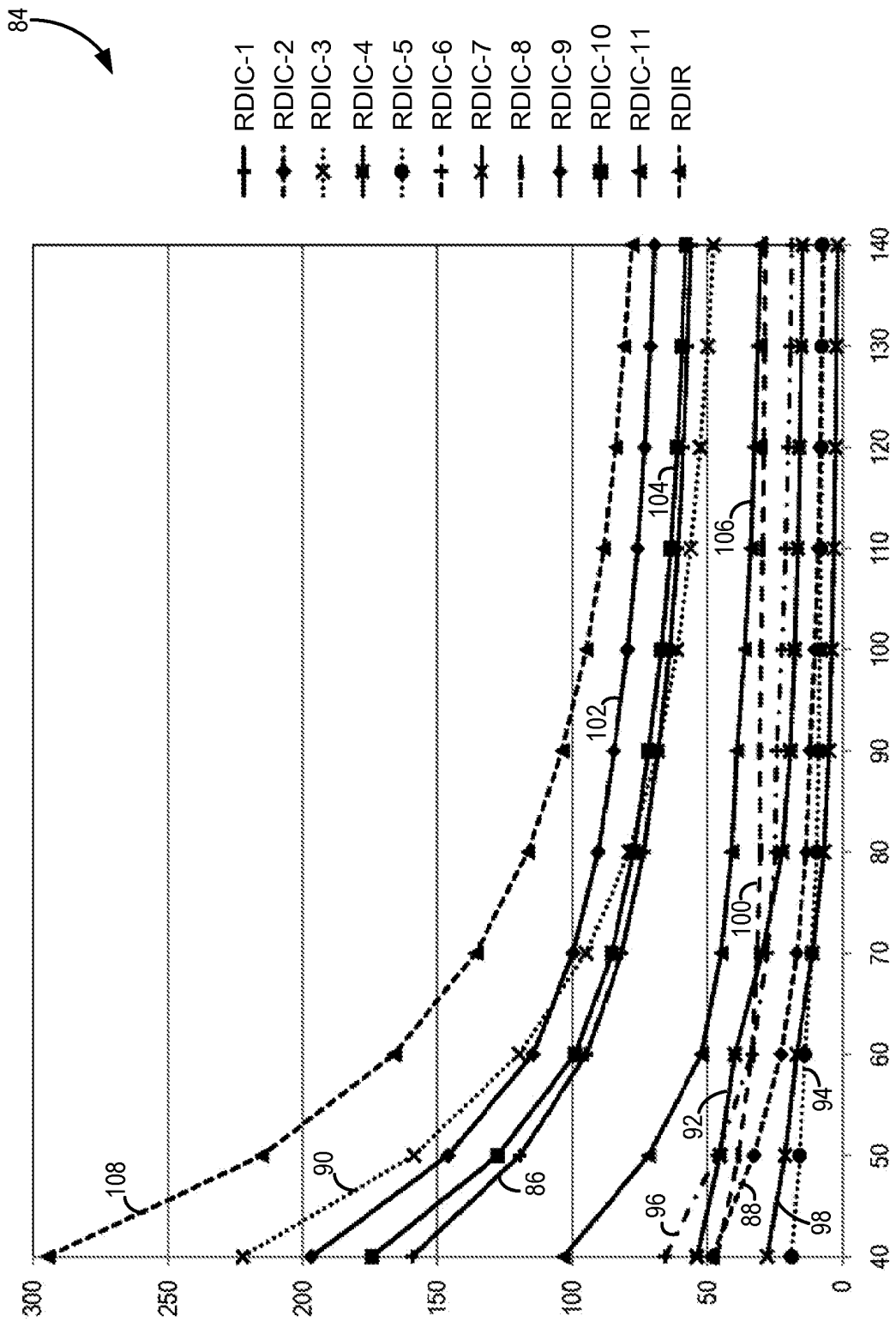


Fig. 6

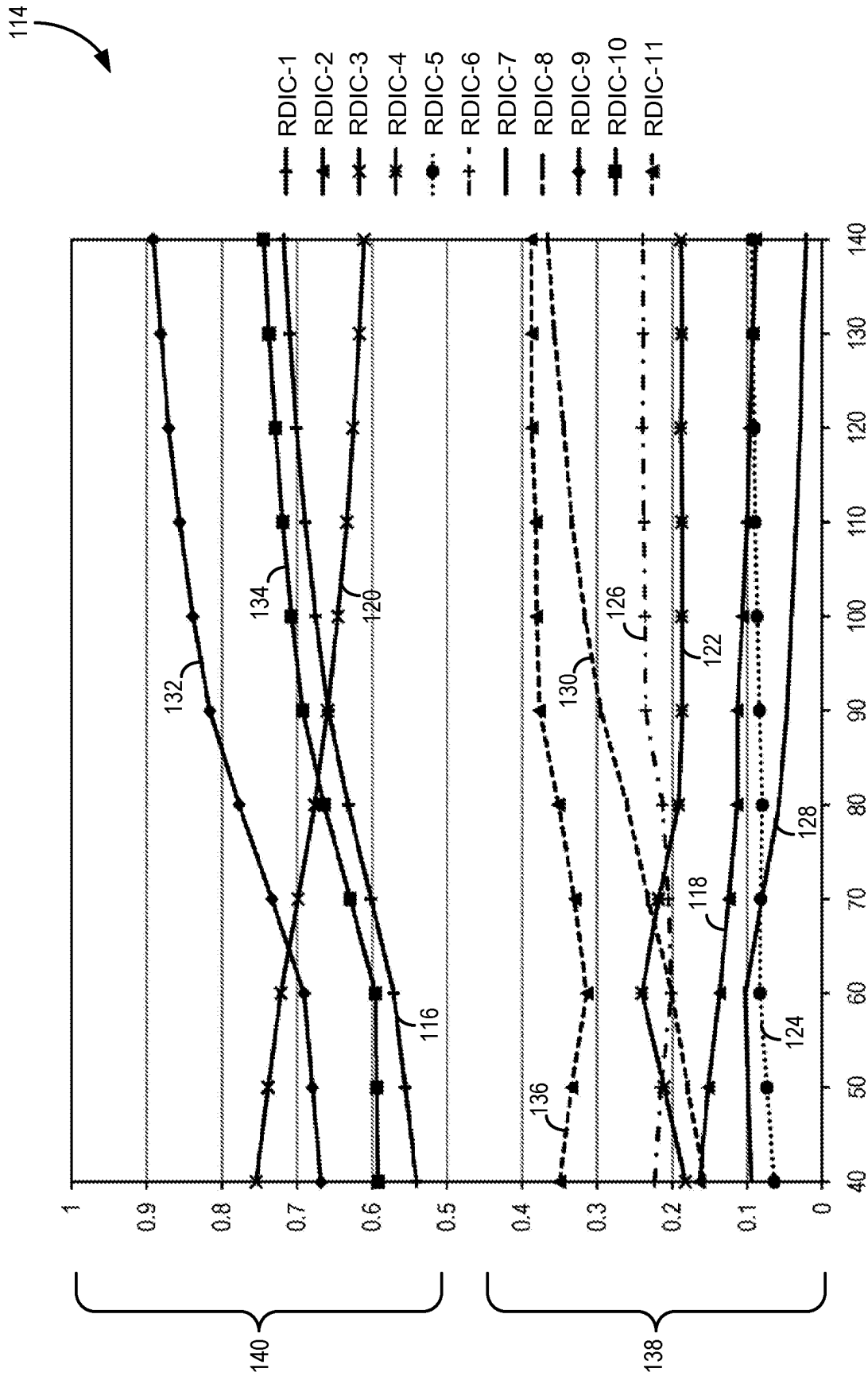


Fig. 7

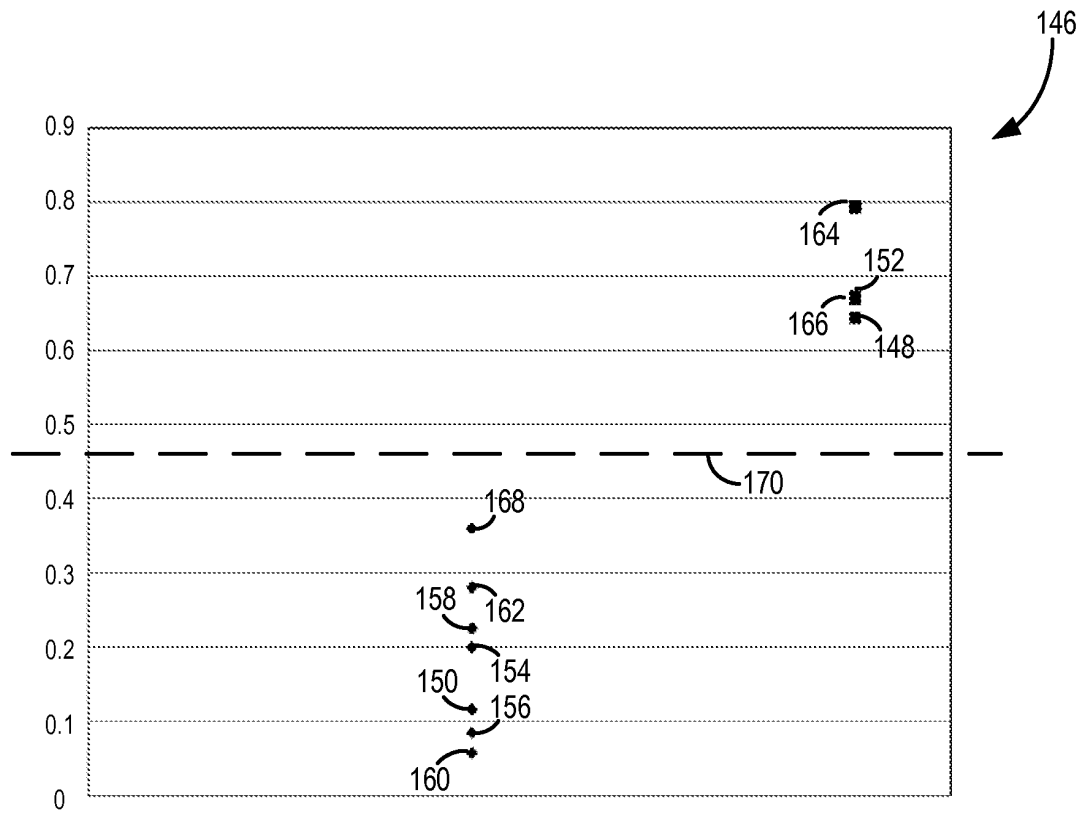


Fig. 8

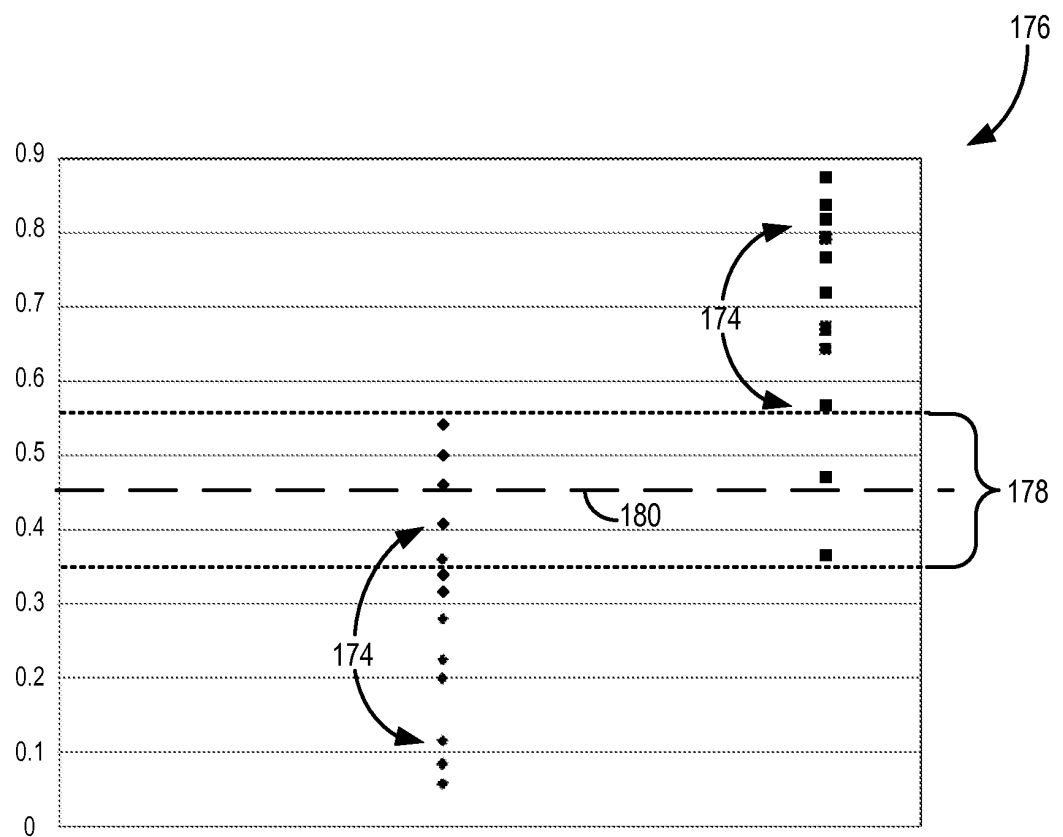


Fig. 9

188

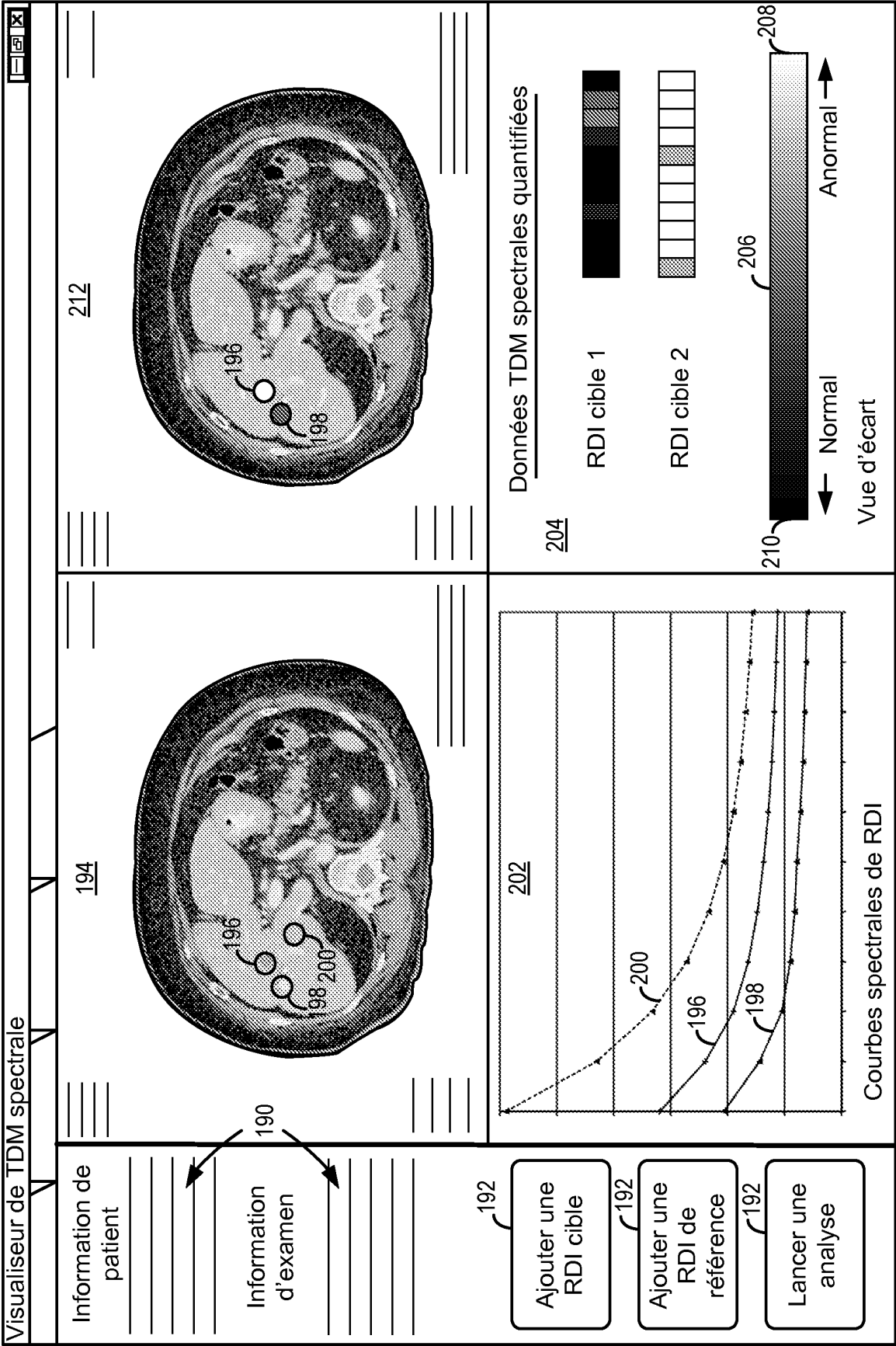


Fig. 10

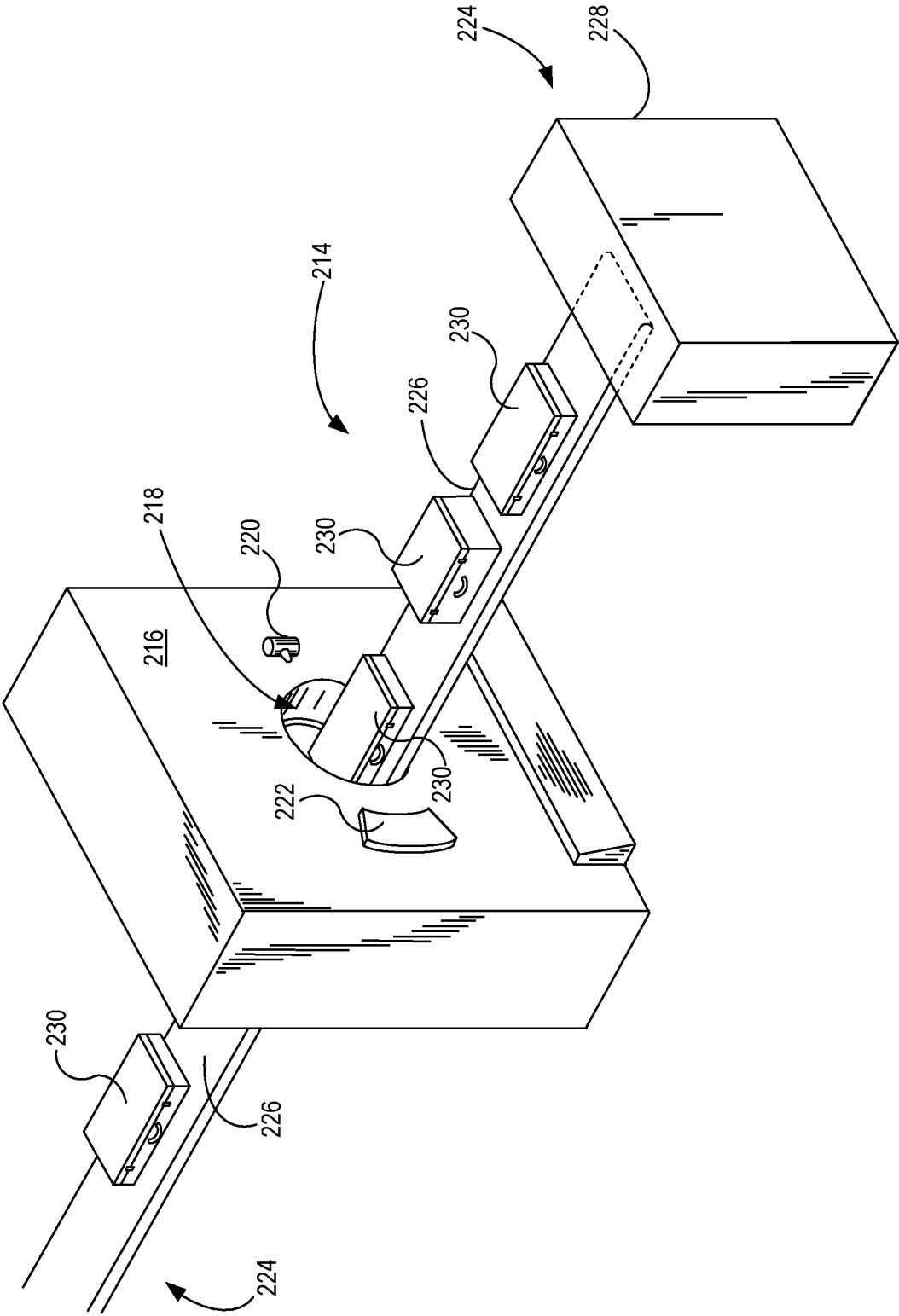


Fig. 11